

Echtzeit Deformationssimulation von Gefäßen für medizinische Trainings- und Testumgebungen

S. Adler¹, A. Boese², R. Mecke¹, B. Preim³.

¹ Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und –automatisierung (IFF), Magdeburg, Deutschland

² Otto-von-Guericke Universität, Institut für Neuroradiologie, Magdeburg, Deutschland

³ Otto-von-Guericke Universität, Institut für Simulation und Graphik, Magdeburg, Deutschland

Kontakt: simon.adler@iff.fraunhofer.de

Abstract:

Blutgefäße werden in interaktiven Medizinsimulationen bisher nur beschränkt dynamisch simuliert. Durch die komplexe Geometrie ist eine umfangreiche Echtzeitsimulation, insbesondere in komplexen Umgebungen, nicht möglich. In dieser Arbeit wird ein effizientes Verfahren zur Gefäßsimulation auf Basis der Gefäßmittellinie und Feder-Masse Systemen beschrieben. Durch dieses Verfahren können Querschnittsänderungen der Gefäße sowie Bewegungen durch Biege- und Torsionskräfte simuliert werden. Die Parametrierung erfolgt physikbasiert und berücksichtigt auch den Gefäßinnendruck. Durch die Effizienz des Verfahrens ist das Simulationsmodell für laparoskopische und endovaskuläre Simulationsumgebungen geeignet.

Schlüsselworte: Deformation, Simulation, Gefäße, Echtzeit, Training

1 Problemstellung

Organe werden in virtuellen interaktiven Trainingsumgebungen häufig dynamisch simuliert. Dies ist für komplexere Blutgefäße und Gefäßbäume bisher nicht möglich. Die Oberflächenmodelle zur Visualisierung weisen aufgrund variierender Durchmesser und Gefäßkrümmungen eine hohe Komplexität auf. In Planungssystemen werden Gefäße daher meist für aufwendige Berechnungen durch ihre Mittellinie repräsentiert. Durch diese Mittellinie und Angaben des Gefäßradius für jeden ihrer Linienpunkte werden das Gefäßvolumen und die Gefäßoberfläche implizit beschrieben.

Dynamische Blutgefäße bilden in der Laparsokopie die Grundlage für das realitätsnahe Training und ermöglichen die Generierung krankheitsfallspezifischer Trainingsszenarien, bei denen anatomische Modelle für Trainingszwecke nachträglich virtuell um Krankheitsspezifika erweitert werden [1]. Um endovaskuläre Simulationen zu entwickeln ist in der interventionellen Radiologie ein hohes Verständnis der Anatomie und die physikalischen Instrumenteneigenschaften erforderlich [2]. Das Trainieren der Navigation (z.B. Passieren von Bifurkationen), führt zu Wechselwirkungen zwischen Instrumenten und den Gefäßen, die bisher durch die statischen Modelle nur unzureichend berücksichtigt werden.

Adler et. al [3] haben ein physikbasiertes Verfahren zur Simulation von Biege- und Torsionskräften bei der Interaktion mit virtuellen Gefäßmodellen beschrieben. Dieses Simulationsverfahren wird in dieser Arbeit um die Simulation von Querschnittsänderungen durch Interaktionen und durch den Puls erweitert. Dieses effiziente Verfahren adressiert laparoskopische und endovaskuläre Anwendungen.

2 Material und Methoden

Die Deformationssimulation beschreibt die Verformung eines Körpers auf den externe Kräfte (z.B. Interaktion) wirken. Die Verformung entspricht dem Zustand eines Weichgewebes bei dem das Kräftegleichgewicht zwischen diesen externen und gewebespezifischen internen Gegenkräften hergestellt ist. Die Ermittlung dieses Gleichgewichtes erfolgt meist durch numerische Lösungsverfahren (u.a. Euler-, Verlet-Integration). Nach dem Prinzip der finiten Elemente werden für die mathematische Beschreibung komplexe Körper in einfache Elemente diskretisiert. Das Materialverhalten komplexer Körper kann so als Summe des Einzelverhaltens seiner Elemente beschrieben werden. Das im Folgenden beschriebene Verfahren zur Gefäßsimulation nutzt nach diesem Prinzip die Gefäßmittellinie [3] als Grundlage für die physikbasierten Berechnungen. Für die Visualisierung können unterschiedliche Oberflächenmodelle, die die Volumenoberfläche beschreiben, mit der Mittellinie gekoppelt und synchronisiert werden.

2.1 Modellgeometrie

Zu jedem Linienpunkt der Mittellinie werden ein Torsions- und mehrere Materialframes M [4] als lokale Koordinatensysteme definiert. Das Materialframe folgt mit seiner z-Achse M_z dem Gefäßverlauf. In seiner x-/y-Ebene wird ein Gefäßprofil gebildet, das richtungsabhängig den Gefäßradius beschreibt und initial einem Kreispolygon entspricht. Die Torsionsframes T aller Linienpunkte sind entlang der Hauptachsen des Welt Koordinatensystems ausgerichtet. Im lokalen Koordinatensystem der Materialframes wird die initiale Lage des Torsionsframes T in jedem Linienpunkt gespeichert. Zusätzlich werden im lokalen Koordinatensystem des Torsionsframes die Positionen der benachbarten Linienpunkte gespeichert.

Über das Segment zwischen zwei Linienpunkten werden axiale Kräfte bei Gefäßdehnung simuliert. Über die Profile der Materialframes erfolgt die Simulation der Gefäßwand und des Gefäßinnendruckes. Ein Profil ist ein Kreispolygon, dessen n Profilpunkte \vec{p}_i^k über Innenfedern mit dem Linienpunkt \vec{p}_i verbunden sind. Es repräsentiert die Hälfte der Volumen seiner Segmente (Abb. 1, Mitte). Unter Annahme der Blutdichte (1055 SI [5]) lässt sich die Masse m_i eines Linienpunktes bestimmen, die zu gleichen Teilen auf die Profilpunkte verteilt wird. Das Ruhenvolumen der Innenfedern beträgt $V_i^k = V_i/n$ und ihre Ruhelängen l_0 1% des Gefäßradius, der bei diastolischem Druck ($P_D = 80 \text{ mmHg}$ [6]) auf den Gefäßradius erweitert wird. Zur Bestimmung der Federsteife k_s und -dämpfung d_s (Gl. 1, 2), auf Basis des Gefäßinnendruckes und des Dehnungstensors (Gl. 3), wird die erforderliche Federquerschnittsfläche durch $A_0^k = V_i^k / r$ approximiert. Die Außenfedern simulieren neben der Steife der Gefäßwand auch die Tensionsspannung mit $T_D = P_D r$ nach Laplace [5]. Aufgrund der verschiedenen Muskelgewebe und dem heterogenen Aufbau der Gefäßwand ist eine exakte Bestimmung der Steife für die Außenfedern nicht möglich. Die Außenfedern sind jedoch wesentlich steifer als die Innenfedern und werden mit der Federsteife $k_T = 20k_s$ parametrisiert.

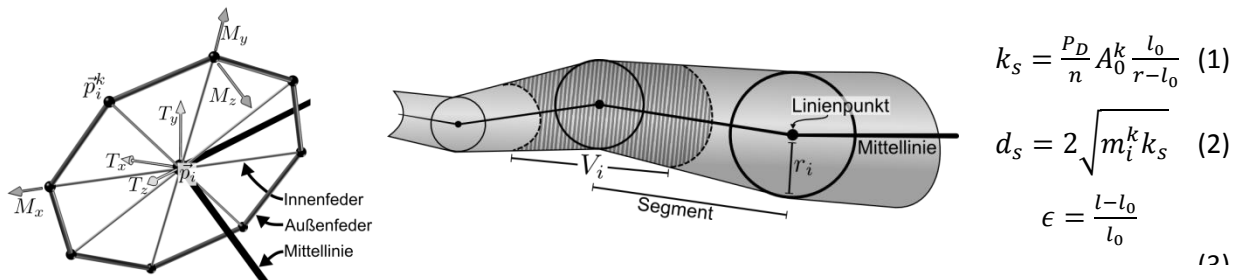


Abbildung 1: Aufbau des Profils mit seinen Frames (links). Mittellinie mit Volumenbereich eines Segmentes (Mitte). Formeln zur Berechnung der Federsteife und -dämpfung des Profils (rechts)

Aktualisierung des Profils:

Die Kraft an einem Profilpunkt setzt sich aus externen Kräften durch Interaktionen sowie den Gefäßinnen- und Außendruck und die Kräfte seiner Innen- und Außenfedern zusammen. Der Innendruck wirkt in Richtung der Profilpunktnormalen. Innendruck und die Federn des Profils führen somit zu Kräften in der Profilebene des Materialframes. Externe Kräfte \vec{f}_e^Z werden in den Kraftanteil in der Profilebene \vec{f}_e^{XY} und senkrecht zur Profilebene \vec{f}_e^Z zerlegt. Die Kraft \vec{f}_e^{XY} wird nochmals in den Kraftanteil der Verformung $\vec{f}_e^D = \vec{f}_e^{XY} \omega(l_i^k)$ und den Kraftanteil der zur Verschiebung des Linienpunktes führt $\vec{f}_e^L = \vec{f}_e^{XY} (1 - \omega(l_i^k))$ aufgeteilt. Die Aufteilung erfolgt bei zunehmendem Erreichen der maximalen Federlänge l_{MAX} für eine Feder mit der Länge l_i^k durch das Gewicht $\omega(l_i^k) = (l_i^k - r)/(l_{MAX} - r)$. Die Kraft \vec{f}_e^D sowie die Kräfte der Innenfedern und der Innendruck führen zur Beschleunigung der Profilpunkte und zur Verformung des Profils. Die Kraft \vec{f}_e^L ist in Richtung der Profilpunktnormalen gerichtet und beschleunigt den Linienpunkt. Die Kraft \vec{f}_e^Z führt hingegen zu einem Drehmoment des Materialframes, indem die Verbindung zwischen Profil- und Linienpunkt als Hebelarm mit dem Linienpunkt als Drehpunkt dient.

Aktualisierung des Gefäßes:

Die Drehung der Materialframes wird auf die Torsionsframes, anhand der in den Materialframes gespeicherten Achsenausrichtungen, übertragen. Für die Berechnung der Winkelkräfte werden benachbarte Torsionsframes T_i und T_{i+1} in einem gemeinsamen Ursprung betrachtet und jeweils als Verbund starr verbundener Hebelarme interpretiert. Die paarweise zusammengehörenden Hebelarme beider Torsionsframes werden durch empirisch parametrisierte lineare Federn (Ruhelänge $l_0 = 0$) verbunden [7]. Die Federkräfte üben solange Zug auf beiden Torsionsframes aus, bis diese deckungsgleich sind (Abbildung 2).

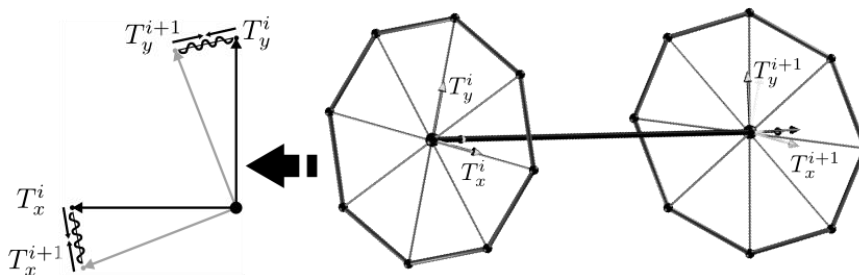


Abbildung 2: Die Torsions- und Biegesteife wird durch Federn zwischen benachbarten Torsionsframes simuliert

Für jedes Torsionsframe T_i wurden die lokalen Koordinaten der benachbarten Linienpunkte gespeichert, die in Weltkoordinaten überführt werden, um eine Kraft zwischen dieser und der aktuellen Position des benachbarten Linienpunktes zu initiieren. Initial stimmt die Position eines Linienpunktes und der Position, die durch seine benachbarten Torsionsframes beschrieben wird, überein. Während der Interaktion variieren die Positionsangaben der Torsionsframes wodurch der Linienpunkt in den Mittelpunkt der durch seine benachbarten Torsionsframes beschriebenen Positionen gezogen wird.

Synchronisierung der Oberfläche:

Durch die Kräfte bei Interaktionen wird der Verlauf der Mittellinie und die Form der Profile verändert. Für die Visualisierung wird ein Oberflächennetz, das die Volumenoberfläche abbildet mit der Mittellinie gekoppelt und synchronisiert. Hierbei kann sowohl ein Oberflächenmodell verwendet werden, das auf Grundlage derselben diagnostischen Bilddaten generiert wurde wie die Mittellinie (z.B. durch Marching-Cubes), als auch ein Modell das auf Basis der Mittellinie generiert wurde [8]. Die Kopplung von Oberflächenmodell und Mittellinie erfolgt mittels trilinearier Interpolation. Ein Oberflächenpunkt \vec{p}_j^O wird durch die Profile des zu diesem am nächsten gelegenen Segmentes beeinflusst (Abbildung 3). Auf dem Kreispolygonen werden die zum Oberflächenpunkt nächst gelegenen Positionen durch lineare Interpolation (Gewichte β_1, β_2) bestimmt. Ausgehend von diesen Positionen werden die Vektoren zum Oberflächenpunkt im lokalen Koordinatensystem des Materialframes initial gespeichert.

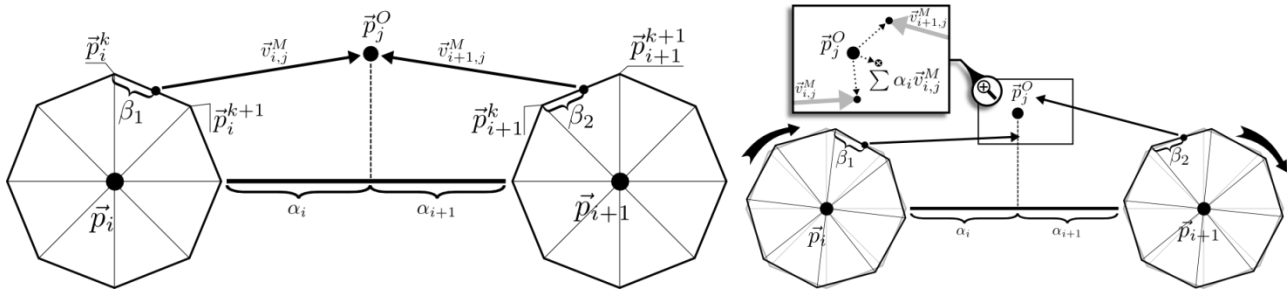


Abbildung 3: Schema: Synchronisieren des Oberflächenpunktes durch zwei Profile.

In Ruhelage beschreiben die Materialframevektoren $\vec{v}_{i,j}^M$, $\vec{v}_{i+1,j}^M$ identische Positionen von \vec{p}_j^O in den Koordinatensystemen der Materialframes. Bei Veränderungen der Materialframes durch Interaktionen werden durch die Vektoren unterschiedliche Positionen beschrieben (Abbildung 3, rechts). Die synchronisierte Position von \vec{p}_j^O entspricht der gewichteten Summe der durch die Materialframevektoren beschriebenen Positionen. Diese Gewichtung α_i entspricht der relativen Lage von \vec{p}_j^O zu den Linienpunkt \vec{p}_i und \vec{p}_{i+1} des Liniensegmentes.

3 Ergebnisse

In Abbildung 4 ist die interaktive Verformung eines Gefäßmodells mit Bifurkation dargestellt. Hierbei ist am Angriffspunkt der Kraft die Verformung der Oberfläche zu erkennen. Durch den Zug an der Oberfläche wird der Gefäßast verschoben, wobei die Gefäßsegmente der Verschiebung aufgrund der Biegesteife folgen. Die Berechnungszeit¹ des Deformationsmodells eines Profils erfordert ca. $600\mu s$.

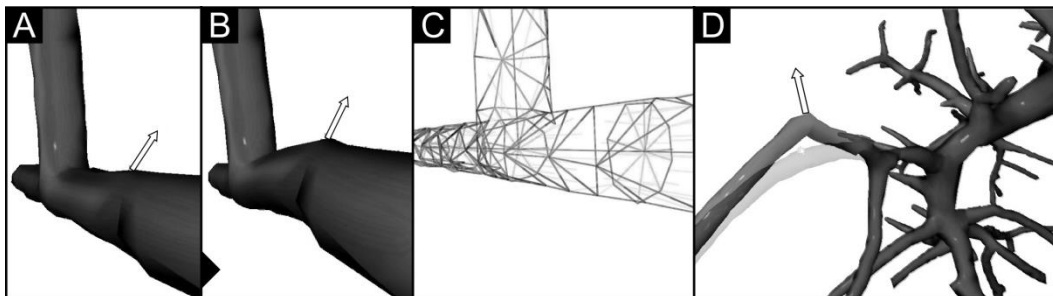


Abbildung 4: Oberflächenvisualisierung eines Gefäßastes mit Bifurkation (A,B) und geometrische Struktur mit inneren Querschnittsprofilen (C). Gefäßbaum einer Leberportalvene mit überblendeter Verformung durch Interaktion (D).

Zur Visualisierung können unterschiedliche Oberflächenmodelle mit der Mittellinie gekoppelt werden. Hierdurch können sowohl Simplex Meshes verwendet werden, die beispielsweise mit Marching-Cubes auf Basis der diagnostischen Bilddaten generiert wurden, als auch Simplex Meshes, die auf Grundlage der Mittellinie erzeugt wurden. Ohne Parallelisierung hat der Berechnungsaufwand zur Synchronisation die Komplexität $O(n)$ für die n Oberflächenpunkte, so dass insbesondere in komplexen Simulationsumgebungen Oberflächen niedriger Auflösung erforderlich sind. Das Oberflächenmodell in Abbildung 4 wurde daher auf Basis der Mittellinie mit dem Seedgrowing-Verfahren [8] generiert. Das Verfahren ähnelt dem Prinzip des 3D-Regiongrowing und ermöglicht die Generierung von Oberflächen in niedriger Auflösung, ist dabei adaptiv zum Gefäßdurchmesser und gewährleistet kontinuierliche Übergänge an Bifurkationen.

¹ Validierungshardware: Intel-Core i7, 3.4 GHz (keine Parallelisierung)

Für das Modell einer Portalvene der Leber (Abbildung 4, D; Linienpunkte 349; Oberflächenpunkte: 8.793) erfordert ein Simulationsschritt 12ms (davon 6ms Synchronisation). Der Algorithmus zur Simulation des Gefäßprofils basiert auf einem angenommenen diastolischen Gefäßdruck von 80mmHg. Während der interaktiven Simulation wird dieser Innendruck als Sinusfunktion auf 120mmHg systolischen Druck erhöht, wodurch der Gefäßdurchmesser durch den Puls (Veränderung des Innendruckes) variiert.

4 Diskussion

Das Verfahren kann neben Biege- und Torsionskräften auch Verformungen des Gefäßquerschnittes simulieren. Durch die Berücksichtigung des Gefäßinnendruckes ist das Modell auch gegenüber starken Querschnittsänderungen robust. Insbesondere Interaktionen wie das Klammern von Gefäßen während laparoskopischer Eingriffe wird hierdurch ermöglicht. Das Verfahren, in Verbindung mit einem Oberflächenmodell mit kontinuierlichen Übergängen an den Bifurkationen, ist prinzipiell auch für die endovaskuläre Simulation geeignet. In endovaskulären Trainingssimulatoren bildet das Mittellinienmodell eines Gefäßes häufig die Grundlage der aufwendigen Kollisionserkennung zwischen Instrument (z.B. Katheter) und Gefäß. Hierfür sind jedoch insbesondere Oberflächenmodelle mit einer höheren Auflösung erforderlich, so dass hierfür die Synchronisation zu parallelisieren ist.

Die physikbasierte Berechnung auf Basis der Mittellinie ist effizient, so dass auch komplexe Gefäßmodelle in umfangreichen Szenarien berücksichtigt werden können. Die Parametrierung ist physikalisch motiviert und orientiert sich an dem diastolischen und systolischen Gefäßdruck. Die Federsteife der Außenfedern und der Gefäßwand sind relativ zu den Innenfedern härter parametrisiert. Prinzipiell können hier real gemessene Kennwerte als Ausgangsgröße der Parametrierung verwendet werden. Bisher liegen jedoch keine physikalischen Messungen der mechanischen Eigenschaften der Gefäßwand vor.

Das Verfahren basiert auf mehreren linearen Federn unterschiedlicher Parametrierung. Die Kräfte durch die Profildedern, stellen den Hauptaufwand der Kraftberechnung dar. Wenn für jedes Profil acht Profilpunkte verwendet werden, führt dies bei 349 Linienpunkten (Abb.4, D) zu 5.584 zu berechnenden Federn. Diese Federn können parallel berechnet werden. Nach summieren der Kräfte für die einzelnen Profilpunkte besteht zudem zusätzliches Potential durch die Parallelisierung der Zeitintegration, mit welcher auf Basis der berechneten Kräfte, die Verschiebungen in einem Zeitschritt bestimmt werden können.

Nicht lineare Eigenschaften des Modells können berücksichtigt werden, indem die Federsteife als Funktion der Federlänge formuliert wird. Dies setzt jedoch umfangreiche mechanische Messungen voraus. Das aktuelle Modell auf Grundlage linearer Federn erscheint jedoch plausibel und für Trainingszwecke geeignet.

5 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde ein neues Verfahren zur Simulation von Gefäßen auf Basis einer Gefäßmittellinie vorgestellt. Die Simulation verwendet dabei zwei mit einander gekoppelte Koordinatensysteme. Hierdurch kann die Simulation von Querschnittsänderungen auf ein zweidimensionales Problem reduziert werden. Das Modell sowie die Parametrierung berücksichtigen auch komplexe Interaktionen mit den Gefäßen. Neben der Simulation der Querschnittsänderungen und der Simulation von Biege- und Torsionssteife kann durch das druckbasierte Verfahren auch der Puls simuliert und visualisiert werden.

Die Simulation erfolgt über die Linienpunkte sowie die lokalen Koordinatensysteme. Zu den Linienpunkten werden initial Daten der lokalen Nachbarschaft gespeichert. Hierdurch ist eine Anpassung der Topologie für die Simulation von Schnitten möglich. Durch die effiziente Berechnung ist die vorgestellte Methode für

neuartige endovaskuläre Simulationen und die Interaktion z.B. mit virtuellen Kathetern in dynamischen Gefäßen geeignet. Das Verfahren wurde primär für die Simulation laparoskopischer Eingriffe entwickelt.

6 Danksagungen

Die vorgestellten Arbeiten wurden durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) im Rahmen des Projektes VIERforES II gefördert (Förderkennzeichen 011M100002A).

7 Referenzen

- [1] S. Adler und T. Mönch, „Generierung krankheitsfallspezifischer Organmodelle für die interaktive Chirurgesimulation,“ IFF Wissenschaftstage, Nr. 13, pp. 315-324, Juni 2010.
- [2] S. Li, J. Guo, Q. Wang, Q. Meng, Y.-P. Chui, J. Qin und P.-A. Heng, „A Catheterization-Training Simulator Based on a Fast Multigrid Solver,“ IEEE Computer Graphics and Applications, Bd. 6, Nr. 32, pp. 56-70, 2012.
- [3] C. Kirbas und F. Quek, „A Review of Vessel Extraction Techniques and Algorithms,“ ACM Comput. Surv., pp. 81-121, 2004.
- [4] S. Kawakubo, „Kirchoff Elastic Rods in the three-dimensional Space Forms,“ Proceedings of the Japan Academy - Ser. A Mathematical Sciences, Nr. 87, pp. 5-9, 2011.
- [5] Y.-C. Fung, Biomechanics - Mechanical Properties of Living Tissue, 2. Hrsg., Springer Verlag, 1993.
- [6] E. Jarauta, R. Mateo-Gallego, A. Bea, E. Burillo, P. Calmarza und C. F., „Carotid Intima-media Thickness in Subjects with no Cardiovascular Risk Factors,“ Rev Esp Cardiol, pp. 97-102, 2010.
- [7] D. Bourguignon und M.-P. Cani, „Controlling Anisotropy in Mass-Spring Systems,“ Eurographics, pp. 113-123, 2000.
- [8] S. Adler, T. Mönch und R. Mecke, „Physics-Based Simulation of Vascular Trees for Surgery Simulation,“ 2. International Workshop on Digital Engineering, pp. 24-30, 2011.
- [9] L. Sutherland, P. Middleton, A. Anthony, J. Hamdorf, P. Cregan, D. Scott und G. Maddern, „Surgical simulation: a systematic review,“ Annals of Surgery, pp. 291-300, March 2006.
- [10] S. Adler, R. Mecke und B. Preim, „Dynamische Gefäße für interaktive Chirurgesimulationen,“ Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC), pp. 149-156, 15.-16. September 2011.
- [11] W. E. Lorensen und H. E. Cline, „Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm,“ SIGGRAPH Comput. Graph., pp. 163-169, 1987.